

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 3 年 4 月 2 3 日
Date of Application:

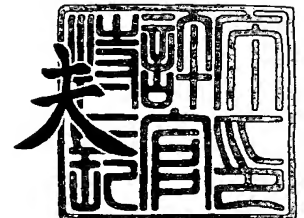
出 願 番 号 特 願 2 0 0 3 - 1 1 7 7 3 0
Application Number:
[ST. 10/C] : [J P 2 0 0 3 - 1 1 7 7 3 0]

出 願 人 株 式 会 社 ト プ コ ン
Applicant(s):

2 0 0 4 年 1 月 1 6 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康



出証番号 出証特 2 0 0 4 - 3 0 0 0 4 0 1

【書類名】 特許願

【整理番号】 P0717JP

【提出日】 平成15年 4月23日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 3/00

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内

 【氏名】 三橋 俊文

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内

 【氏名】 広原 陽子

【発明者】

 【住所又は居所】 大阪府吹田市山田丘 2 - 2 大阪大学大学院医学研究科
 感覚機能形成学教室

 【氏名】 黒田 輝仁

【発明者】

 【住所又は居所】 大阪府吹田市山田丘 2 - 2 大阪大学大学院医学研究科
 感覚機能形成学教室

 【氏名】 前田 直之

【発明者】

 【住所又は居所】 大阪府吹田市山田丘 2 - 2 大阪大学大学院医学研究科
 感覚機能形成学教室

 【氏名】 不二門 尚

【特許出願人】

 【識別番号】 000220343

 【氏名又は名称】 株式会社トプコン

【代理人】

【識別番号】 100107010

【弁理士】

【氏名又は名称】 橋爪 健

【先の出願に基づく優先権主張】

【出願番号】 特願2003- 12819

【出願日】 平成15年 1月21日

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 054885

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9805699

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 眼科装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検眼眼底に測定光束を入射する照明光学系と、
被検眼眼底からの反射光を受光する受光光学系と、
受光部で受光した受光反射光を電気信号に変換する受光部と、
所定期間、複数回の波面収差の測定を行う波面測定部と、
複数回の波面収差の測定結果の時間的変化を比較することにより、ドライアイの状態を判断する判定部と、
を備えた眼科装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の眼科装置において、上記波面測定部は、複数回の波面収差の測定結果に応じて測定期間を決定するように構成されていることを特徴とする眼科装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の眼科装置において、上記波面測定部は、所定期間より長い測定期間が決定される場合には、所定期間で打ち切ることを特徴とする眼科装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の眼科装置において、
上記照明光学系は、第 1 波長の光束を発する光源部からの光束で被検眼網膜上で微小な領域を照明し、
上記受光光学系は、被検眼網膜から反射して戻ってくる反射光束の一部を、該反射光束を少なくとも実質的に 17 本のビームに変換する長焦点又は高感度のレンズ部を有する第 1 変換部材を介して受光部で受光すること
を特徴とする眼科装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の眼科装置において、上記判定部は、測定結果にフィットする関数を定めて、ドライアイの状態を判断するためのブレイクアップに関する値を

求めることを特徴とする眼科装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の眼科装置において、上記ブレイクアップに関する値は、ブレイクアップ開始時間、ブレイクアップ速度、ブレイクアップ量、ブレイクアップ率のいずれかひとつ又は複数を含むことを特徴とする眼科装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の眼科装置において、
上記判定部は、さらに瞬きを検出し、
上記波面測定部は、上記判定部が検出した瞬きから所定時間後に波面収差の測定を行うこと
を特徴とする眼科装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の眼科装置において、上記判定部は、前眼部像に基づき瞬きを検出することを特徴とする眼科装置。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の眼科装置において、両眼同時に波面収差測定を行うことを特徴とする眼科装置。

【請求項 10】

被検眼眼底に測定光束を入射する照明光学系と、
被検眼眼底からの反射光を多数の光束に分割する変換部材を介して受光する受光光学系と、
上記受光光学系で受光した受光反射光を電気信号に変換する受光部と、
被検眼が瞬きした後の開始時点と、その後の所定期間、複数回の上記受光部の受光信号から少なくとも 5 次以上の高次収差を含む被検眼の収差成分を求める波面測定部と、
上記波面測定部の測定結果から 5 次以上の高次収差の時間的变化を比較することにより、ドライアイの状態を判断する判定部と
を備えた眼科装置。

【請求項 11】

請求項 1 0 に記載の眼科装置において、

上記照明光学系は、第 1 波長の光束を発する光源部からの光束で被検眼網膜上で微小な領域を照明し、

上記受光光学系は、被検眼網膜から反射して戻ってくる反射光束の一部を、該反射光束を少なくとも実質的に 1 7 本のビームに変換する、瞳上での空間分解能が高いレンズ部を有する第 1 変換部材を介して受光部で受光すること
を特徴とする眼科装置。

【請求項 1 2】

請求項 1 1 に記載の眼科装置において、

前記第 1 変換部材は、少なくとも実質的に 2 1 本のビームに変換することを特徴とする眼科装置。

【請求項 1 3】

請求項 1 0 に記載の眼科装置において、上記波面測定部は、複数回の波面収差の測定結果に応じて測定期間を決定するように構成されていることを特徴とする眼科装置。

【請求項 1 4】

請求項 1 0 に記載の眼科装置において、上記波面測定部は、所定期間より長い測定期間が決定される場合には、所定期間で打ち切ることを特徴とする眼科装置。

【請求項 1 5】

請求項 1 0 に記載の眼科装置において、上記判定部が判定するドライアイの状態は、ブレイクアップ状況を含むことを特徴とする眼科装置。

【請求項 1 6】

請求項 1 0 に記載の眼科装置において、上記判定部は、測定結果にフィットする関数を定めて、ドライアイの状態を判断するためのブレイクアップに関する値を求めることを特徴とする眼科装置。

【請求項 1 7】

請求項 1 6 に記載の眼科装置において、上記ブレイクアップに関する値は、ブレイクアップ開始時間、ブレイクアップ速度、ブレイクアップ量、ブレイクアッ

プ率のいずれかひとつ又は複数を含むことを特徴とする眼科装置。

【請求項 18】

請求項 10 に記載の眼科装置において、

上記判定部は、さらに瞬きを検出し、

上記波面測定部は、上記判定部が検出した瞬きから所定時間後に波面収差の測定を行うこと

を特徴とする眼科装置。

【請求項 19】

請求項 18 に記載の眼科装置において、上記判定部は、前眼部像に基づき瞬きを検出することを特徴とする眼科装置。

【請求項 20】

請求項 10 に記載の眼科装置において、両眼同時に波面収差測定を行うことを特徴とする眼科装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、眼科装置に係り、特に、被検眼の光学特性を波面センサを用いて測定した結果により、ドライアイの状態を判別するための眼科装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、ドライアイに関連する眼科測定装置としては、次のような技術が挙げられる。

特許文献 1 には、所定の蛍光剤を点眼した被検眼の角膜及び涙液からの蛍光強度を定量的に測定する眼科測定装置が記載されている。特許文献 2 には、脂質層の表面と裏面の反射光の干渉による干渉模様カラー画像を観察することにより、被検眼の脂質層の状態、涙液の流れの様子などを知ることができ、非接触で局所的なドライアイの簡易的診断を容易に行うことができる眼科装置が記載されている。また、特許文献 3 には、被検眼の涙液層から反射される信号光のみを CCD に入射することで、観察視野にケラレを生じることなく、広い観察視野で妨害

光のない鮮明な涙液干渉パターンを観察できる眼科涙液観察装置が記載されている。

【特許文献 1】

特開平 6-277179 号公報

【特許文献 2】

特開平 7-136120 号公報

【特許文献 3】

特開平 8-52112 号公報

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来のドライアイの臨床に用いられる眼科測定装置としては、必ずしも十分にドライアイの状態の判別に関する要求を満たしているとはいえなかった。

本発明は、以上の点に鑑み、基本原理として、涙液層がドライアップすると波面収差が大きくなることを利用することにより、ドライアイの臨床に有効に用いることができる眼科測定装置を提供することを目的とする。さらに、本発明は、瞬きをカウントすることで目の疲労を考慮することができる眼科測定装置を提供することを目的とする。

【0004】

【課題を解決するための手段】

本発明の解決手段によると、
被検眼眼底に測定光束を入射する照明光学系と、
被検眼眼底からの反射光を受光する受光光学系と、
受光部で受光した受光反射光を電気信号に変換する受光部と、
所定期間、複数回の波面収差の測定を行う波面測定部と、
複数回の波面収差の測定結果の時間的変化を比較することにより、ドライアイの状態を判断する判定部と、
を備えた眼科装置が提供される。

本発明の第二の解決手段によると、

被検眼眼底に測定光束を入射する照明光学系と、
被検眼眼底からの反射光を多数の光束に分割する変換部材を介して受光する受光光学系と、
上記受光光学系で受光した受光反射光を電気信号に変換する受光部と、
被検眼が瞬きした後の開始時点と、その後の所定期間、複数回の上記受光部の受光信号から少なくとも 5 次以上の高次収差を含む被検眼の収差成分を求める波面測定部と、
上記波面測定部の測定結果から 5 次以上の高次収差の時間的变化を比較することにより、ドライアイの状態を判断する判定部と
を備えた眼科装置が提供される。

【0005】

【発明の実施の形態】

1. 光学系構成

図 1 に、眼科装置の光学系の構成図を示す。

眼科装置は、第 1 照明光学系 10 と、第 1 光源部 11 と、第 1 測定部 25 と、前眼部照明部 30 と、前眼部観察部 40 と、第 1 調整光学部 50 と、第 2 調整光学部 70 と、視標光学部 90 を備える。また、第 1 測定部 25 は、第 1 受光光学系 20 と、第 1 受光部 21 を含む。なお、被検眼 100 については、網膜（眼底）、角膜（前眼部）が示されている。

【0006】

以下、各部について詳細に説明する。

第 1 照明光学系 10 は、第 1 光源部 11 からの光束で被検眼 100 の眼底上で微小な領域を照明するためのものである。第 1 照明光学系 10 は、例えば、集光レンズと、バリアブルシリンドラーレンズと、リレーレンズとを備える。

【0007】

第 1 光源部 11 は、第 1 波長の光束を発する。第 1 光源部 11 は、空間コヒーレンスが高く、時間コヒーレンスは高くないものが望ましい。ここでは、一例として、第 1 光源部 11 には、SLD（スーパーluminescenceダイオード）が採用されており、輝度が高い点光源を得ることができる。なお、第 1 光源部 11 は、

S L Dに限られるものではなく、レーザーの様に空間、時間ともコヒーレンスが高いものでも、回転拡散板や偏角プリズム（Dプリズム）などを挿入することにより、適度に時間コヒーレンスを下げることで利用できる。そして、L E Dの様に、空間、時間ともコヒーレンスが高くないものでも、光量さえ充分であれば、ピンホール等を光路の光源の位置に挿入することで、使用可能になる。また、照明用の第1光源部11の波長は、例えば、赤外域の波長（例、780nm）を使用することができる。

【0008】

第1受光光学系20は、例えば、被検眼100の網膜から反射して戻ってきた光束を受光し第1受光部21に導くためのものである。第1受光光学系20は、例えば、第1変換部材22（例、ハルトマン板）と、アフォーカルレンズと、バリエブルシリンドラーレンズと、リレーレンズを備える。第1変換部材22は、反射光束を少なくとも17本の複数のビームに変換するためのレンズ部を有する波面変換部材である。第1変換部材22には、光軸と直交する面内に配置された複数のマイクロフレネルレンズを用いることができる。第1変換部材22は、長焦点又は高感度のものの他にも、短焦点又は高密度のレンズ部を有するようにしてもよい。眼底からの反射光は、第1変換部材22を介して第1受光部21上に集光する。第1受光部21は、第1変換部材22を通過した第1受光光学系20からの光を受光し、第1信号を生成するためのものである。なお、アフォーカルレンズ42の前側焦点は、被検眼100の瞳孔と略一致している。

【0009】

移動部15は、第1照明光学系10と第1受光光学系20を含む図1の点線で囲まれた部分を一体に移動させる。例えば、第1光源部11からの光束が集光する点で反射されたとして、その反射光による第1受光部21での信号ピークが最大となる関係を維持して、第1受光部21での信号ピークが強くなる方向に移動し、強度が最大となる位置で停止することができる。また、第1照明光学系10と第1受光光学系20は別々に移動させ、例えば、第1光源部11からの光束が集光する点で反射されたとして、その反射光による第1受光部21での信号ピークが最大となる関係を維持して、第1受光部21での信号ピークが強くなる方向

に移動し、強度が最大となる位置で停止することもできる。

【0010】

第1光源部11から被検眼100への入射光は絞り12を偏心させることで光束の入射位置を光軸に直交する方向に変更し、レンズや角膜の頂点反射を防いでノイズを押さえられる。絞り12は、径がハルトマン板22の有効範囲より小さく、受光側だけに眼の収差が影響する、いわゆるシングルパスの収差計測が成り立つことができる様になっている。

【0011】

なお、第1光源部11から出た入射光線は、眼底から拡散反射された測定光線と共通光路になった後は、近軸的には、眼底から拡散反射された測定光線と同じ進み方をする。但し、シングルパス測定の場合は、それぞれの光線の径は違い、入射光線のビーム径は、測定光線に比べ、かなり細く設定される。具体的には、入射光線のビーム径は、例えば、被検眼100の瞳位置で1mm程度、測定光線のビーム径は、7mm程度になることもある。なお、光学系を適宜配置することで、ダブルパス測定を行うこともできる。

【0012】

前眼部照明部30は、第2波長の光束を発する第2光源部31を備え、第2光源部31からの光束で、例えば、プラチドリング又はケラトリング等を用いて前眼部を所定パターンで照射する。ケラトリングの場合、ケラト像により角膜の曲率中心付近だけのパターンを得ることができる。なお、第2光源部31から発せられる光束の第2波長は、例えば、第1波長（ここでは、780nm）と異なりと共に、長い波長を選択できる（例えば、940nm）。

【0013】

前眼部観察部40は、例えば、リレーレンズ、テレセン絞りとCCDで構成される第3受光部41を備え、例えば、プラチドリング、ケラトリング等の前眼部照明部30のパターンが、被測定眼100の前眼部から反射して戻ってくる光束を観察する。なお、テレセン絞りは、前眼部像がぼけないようにするための絞りである。

【0014】

第1調整光学部50は、例えば、作動距離調整を主に行うものであって、光源部と、集光レンズと、受光部とを備える。ここで、作動距離調整は、例えば、光源部から射出された光軸付近の平行な光束を、被測定眼100に向けて照射すると共に、この被測定眼100から反射された光を、集光レンズを介して受光部で受光することにより行われる。また、被測定眼100が適正な作動距離にある場合、受光部の光軸上に、光源部からのスポット像が形成される。一方、被測定眼100が適正な作動距離から前後に外れた場合、光源部からのスポット像は、受光部の光軸より上又は下に形成される。なお、受光部は、光源部、光軸、受光部を含む面内での光束位置の変化を検出できればいいので、例えば、この面内に配された1次元CCD、ポジションセンシングデバイス(PSD)等を適用できる。

【0015】

ビームスプリッタ61は、例えば、第1波長の光束を反射し、第2波長の光束を透過するダイクロイックミラーで構成されている。また、眼底からの反射むら等による光を均一化するためのロータリープリズム62が配置されている。ビームスプリッタ63は、第1光源部11からの光束を反射し、被検眼100の網膜で反射して戻ってくる光束を透過するミラー(例えば、偏光ビームスプリッタ)で構成されている。

【0016】

第2調整光学部70は、例えば、XY方向のアライメント調整を行うものであって、アライメント用光源部と、レンズと、ビームスプリッタとを備える。

視標光学部90は、例えば、被検眼100の風景チャート、固視や雲霧をさせる為の視標を投影する光路を含むものであって、光源部(例えば、ランプ)、固視標92、リレーレンズを備える。光源部からの光束で固視標92を眼底に照射することができ、被検眼100にその像を観察させる。

【0017】

上述の光学系は、主に、入射光線が細いシングルパスとして説明したが、本発明は、入射光線が太いダブルパスとしての眼特定測定装置に適用することも可能である。その際、光学系がダブルパス用構成で配置されるが、演算部による測定

・計算処理は同様である。

【0018】

(共役関係)

被測定眼100の眼底、視標光学部90の固視標92、第1光源部11、第1受光部21が共役である。また、被測定眼100の眼の瞳(虹彩)、ロータリープリズム62、第1受光光学系の変換部材(ハルトマン板)22、第1照明光学系10の測定光入射側の絞り12が共役である。

【0019】

2. 電気系構成

図2は、眼科装置の電気系の構成図である。

眼科装置の電気系の構成は、演算部600と、制御部610と、入力部650と、表示部700と、メモリ800と、第1駆動部910と、第2駆動部911と、第3駆動部912と、第4駆動部913を備える。入力部650は、表示部700に表示された適宜のボタン、アイコン、位置、領域等を指示するためのポインティングデバイス、各種データを入力するためのキーボード等を備える。

【0020】

演算部600は、波面測定部601及び判定部602を備える。波面測定部601は、所定期間、複数回の波面収差の測定を行う。判定部602は、複数回の波面収差の測定結果の時間的变化を比較することにより、ドライアイの状態を判断する。

【0021】

演算部600には、第1受光部21からの第1信号④と、前眼部観察部40からの信号⑦と、第1調整光学部50からの信号(10)とが入力される。演算部600は、第1受光部21からの第1信号④、前眼部観察部40からの信号⑦を入力し、例えば、光束の傾き角に基づき被測定眼100の光学特性を求める。演算部600は、これら演算結果に応じた信号又は他の信号・データを、電気駆動系の制御を行う制御部610と、表示部700と、メモリ800とにそれぞれ適宜出力する。

【0022】

制御部 610 は、演算部 600 からの制御信号に基づいて、第 1 光源部 11 及び第 2 光源部 31 の点灯、消灯を制御したり、第 1 駆動部 910 ～第 4 駆動部 913 を制御するためのものである。制御部 610 は、例えば、演算部 600 での演算結果に応じた信号に基づいて、第 1 光源部 11 に対して信号①を出力し、第 2 調整光学部 70 に対して信号⑤を出力し、前眼部照明部 30 に対して信号⑥を出力し、第 1 調整光学部 50 に対して信号⑧及び⑨を出力し、視標光学部 90 に対して信号 (11) を出力し、さらに、第 1 駆動部 910 ～第 4 駆動部 913 に対して信号を出力する。

【0023】

第 1 駆動部 910 は、演算部 600 に入力された第 1 受光部 21 からの信号④に基づいて、信号②を出力して、第 1 照明光学系 10 のバリアブルシリンダーレンズと、第 1 受光光学系 20 のバリアブルシリンダーレンズとを、適宜のレンズ移動手段を駆動させて回動させるためのものである。このバリアブルシリンダーレンズはなくてもよい。

【0024】

第 2 駆動部 911 は、例えば、演算部 600 に入力された第 1 受光部 21 からの受光信号④に基づいて、第 1 照明光学系 10 及び第 1 受光光学系 20 を光軸方向に移動させるものであり、移動部 15 に対して信号③を出力すると共に、移動部 15 のレンズ移動手段を駆動する。これら第 1 受光光学系 20 を光軸方向に移動させることにより、低次収差の補償を行うことができる。

【0025】

第 3 駆動部 912 は、例えば、視標光学部 90 を移動させるものであり、図示しない適宜の移動手段に対して信号 (12) を出力すると共に、この移動手段を駆動する。第 4 駆動部 913 は、ロータリープリズム 62 を回動させるものであり、図示しない適宜のレンズ移動手段に対して信号 (13) を出力すると共に、このレンズ移動手段を駆動する。

【0026】

3. 測定フローチャート

3-1. ドライアイの測定フローチャート

図3に、ドライアイの測定フローチャートを示す。

被検者が測定位置に来て測定が開始されると、目を測定できる位置に眼科測定装置をアライメントする(S101)。このアライメントは、手動でも自動でもよい。つぎに、演算部600は、波面測定部601により装置の初期設定を行う(S103)。波面測定部601は、例えば、測定間隔を1秒、測定時間を40秒等に設定する。入力部650又は演算部600により、測定開始のためトリガーがなされる(S105)。トリガーとしては、例えば、操作者による測定開始ボタンの操作、測定開始ボタン後の瞬きを測定してそのタイミングなどによる測定開始等のように、予め設定することができる。トリガーに従い、波面測定部601は、波面収差を測定する(S107)。ここで、演算部600は、波面測定部601により測定終了時間に達するまで波面収差の測定を繰り返す(S109)。もし測定終了時間に達する前に瞬きをしてしまった場合、測定はその時点で終了とする。演算部600は、測定終了時間に達すると測定を終了する(S111)。

【0027】

つぎに、演算部600の判定部602は、ドライアイの状態を判断するためのひとつの指標であるブレイクアップ状態を解析する(S113)。この詳細処理は後述する。判定部602は、ブレイクアップ状態に基づき、ブレイクアップ時間(開始時間)、ブレイクアップ速度、ブレイクアップ量、ブレイクアップ率等の値を求め、表示部700に出力し、メモリ800に記憶する(S115)。つぎに、判定部602は、求められたブレイクアップに関する各値に基づき、ドライアイに関しての自動診断を行い、表示部700に出力し、メモリ800に記憶する(S117)。このドライアイの自動診断については、例えば、所定の設定に従い、(1)ブレイクアップ開始点が早いこと、(2)ブレイクアップ率が高いこと、又は、(3)この両者を判断し、(1)～(3)の各条件がある境界を越えていたらドライアイとすることができる。こうして、処理を終了する。なお、この測定中は、点眼麻酔等により眼への刺激を押さえ、瞬きをさせないといった配慮をすることができる。

【0028】

3-2. ブレークアップ状態解析

図4に、ブレークアップ（分割点）を求めるための説明図を示す。

この図は、横軸に測定回数、縦軸に高次収差のRMSを示す。図中、分割点を涙液層のブレークアップの開始点とする。分割点の左側を涙液の定常状態とし、このときの回帰直線の傾きを定常状態とする（傾き0が理想）。一方、分割点の右側をブレークアップ状態とする。なお、例えば、この領域の回帰直線の傾きをブレークアップ率とすることができる。

【0029】

図5に、ブレークアップを求めるための解析フローチャートを示す。ここでは、演算部600の判定部602は、測定データを二つの直線に近似することで、図4のようにブレークアップを求めることができる。

【0030】

処理が開始されると、判定部602は、例えば、データを x_i 、 y_i とし、データの総数は N とする（S201）。判定部602は、全体データに回帰直線を引く（S203）。例えば、判定部602は、データ点を含む回帰直線に平行な直線で、一番下（または一番下から所定数）になる直線を引く。ここで、判定部602は、このとき対象になったデータ点を分割点Aとし、そのグラフ内の座標を (a_x, a_y) とする（S205）。また、判定部602は、分割点を境目にして、左側と右側の回帰直線を引き、それぞれの回帰直線を $RL(x)$ 及び $RR(x)$ 、それらの傾きを SL 及び SR 、切片を BL 及び BR とする（S207）。判定部602は、回帰直線と測定点の二乗誤差を計算する（S209）。判定部602は、例えば、次式のように、左側及び右側の回帰直線との二乗誤差 $ResL$ 及び $ResR$ をそれぞれ計算することができる。

$$ResL = \sum (y_i - RL(x_i))^2 \quad (\{ i \mid a_x \text{より左側のデータの点の} i \})$$

$$ResR = \sum (y_i - RR(x_i))^2 \quad (\{ i \mid a_x \text{より右側のデータの点の} i \})$$

【0031】

計算された $ResL$ 及び／又は $ResR$ が予め定められた規定値を越えている

場合 (S 2 1 1)、判定部 6 0 2 は、自動的解析不可能である旨を表示部 7 0 0 に表示し (S 2 1 3)、処理を終了する。一方、R e s L 及び／又は R e s R が規定値以下であるとき (S 2 1 1)、さらに、S L 間 S R の角度差が所定値 (例えば、2 度) 以下である場合 (S 2 1 5)、判定部 6 0 2 は、自動的解析不可能である旨を表示部 7 0 0 に表示し (S 2 1 7)、処理を終了する。一方、S L 間 S R の角度差が所定値を超える場合 (S 2 1 5)、判定部 6 0 2 は、分割点の時間をブレークアップの開始時間、S R をブレークアップ速度とし、ブレークアップに関する各値を求めて表示部 7 0 0 に表示し、メモリ 8 0 0 に記憶する (S 2 1 9)。さらに、最終的に操作者が表示部 7 0 0 上で目で確認し、入力部 6 5 0 により分割点を移動できるように構成してもよい。

【0032】

つぎに、図 6 に、ブレークアップを求めるための他の解析フローチャートを示す。ここでは、判定部 6 0 2 は、測定データを関数 $f(x)$ に近似する。

【0033】

判定部 6 0 2 は、処理が開始されると、フィットしたい範囲で定義されている関数 $F(x, p_j)$ を選ぶ (S 2 5 1)。なお、 x はグラフの横軸、 p_j は最適化によって求めるパラメータ (複数でも良い) である。つぎに、判定部 6 0 2 は、一般に知られている減衰最小自乗法 (非線形の最適化法) で、この関数と実測値の二乗誤差が最小になるパラメータ p_j を求める (S 2 5 3)。つぎに、判定部 6 0 2 は、求めたパラメータにより定められる関数 $f(x)$ に従い、ブレークアップ開始時間とブレークアップ速度等のブレークアップに関する値を求める (S 2 5 5)。なお、これらの値は、 $f(x)$ の形によって適宜求めることができる。こうして、処理を終了する。

なお、関数形の例としては、次式のような折れ線がある。

【0034】

【数 1】

$$f(x) \Leftrightarrow \begin{cases} f_1(x) = k_1(x-a) + b & \text{for } x < a, \\ f_2(x) = k_2(x-a) + b & \text{for } x > a. \end{cases}$$

【0035】

ここで、最適化で決定するパラメータは、 k_1 、 k_2 、 a 、 b である。なお、それぞれの初期値は適当でも良いし、前出のアルゴリズムで利用した方法により決定してもよい。この関数形では、ブレイクアップ開始時間は a に、ブレイクアップ速度は k_2 の最適化された値を採用する。

また、前出のアルゴリズムで出力が得られなかった場合に、その最終のフィッティングから k_1 、 k_2 、 a 、 b を求め、このアルゴリズムの初期値として利用し、数式1の結果を出力する方法もある。

【0036】

3-3. 瞬きをトリガーにしてドライアイを解析する眼科測定

つぎに、瞬きをトリガーにしてドライアイを解析する眼科測定について説明する。

ステップS101及びS103は上述した通りである。ステップS105では、被検者は楽な状態で、瞬きも自然にするようにインストラクションされ、入力部650の測定開始ボタンが押される。つぎに、ステップS107及びS109では、演算部600は、波面測定部601によりハルトマンの連続測定（1秒間隔）を開始する。さらに、ここで、波面測定部601は、前眼部の連続測定（1秒間隔）を開始し、毎回その明暗に関するヒストグラムをもとめ、これから瞬きを判断する。

【0037】

図7に、瞬きの判定フローチャートを示す。また、図8及び図9に、瞬きしていないとき及び瞬き中のヒストグラムについての説明図をそれぞれ示す。図8及び図9で、(a)は前眼部像、(b)はヒストグラムである。

【0038】

瞬きの判定フローチャートが開始されると、演算部600の判定部602は、取得した前眼部像のヒストグラムを計算する（S301）。判定部602は、ヒストグラムのピークが所定数（例、150）と比較する（S303）。ここで、ピークが所定数より大きい場合、瞬き中と判断し（図9参照）、一方、小さい場合、瞬きしていないと判断することができる（図8参照）。

【0039】

つぎに、メインのフローに戻り、例えば、被験者に対しては、一回瞬きをしたあと、瞬きを我慢するように指示ができる。判定部 602 は、最後の瞬きの終了時間を t_0 としたとき、 t_0 から所定の時間が経過したら、ハルトマン及び前眼部の測定を終了する。

【0040】

その後、ステップ S113 以降の処理では、演算部 600 の判定部 602 は、 t_0 から後の画像を使って、上述と同様に、前出のアルゴリズムで解析を行い、ブレイクアップ開始時間と速度等のブレイクアップに関する各値を求める。

【0041】

図 10 に、ブレイクアップの測定例を示す。

この図は、複数の被験者に対して、本実施の形態の眼科装置によりブレイクアップの状態を測定した結果である。図示のように、回帰直線によりブレイクアップ開始時間等の各値が求められる。

【0042】

なお、測定中のアライメントとしては、例えば、40 秒程度測定するので、アライメントはオートアライメントが好ましい。なお、測定者がマニュアルでアライメントを合わせる機構を備えてもよい。さらに、瞬きの回数をとることや、瞬きで涙液層が回復するが、それでもドライな部分があるかの測定を行うことにより、眼性疲労度を測定することもできる。

【0043】

3-4. 両眼同時測定例

図 13 に、両眼同時測定のための眼科システム構成図を示す。この眼科システムは、図 1 の光学系 1a 及び 1b を両眼 100a 及び 100b に対して備え、それらが独立に調節可能とされ被検者の両眼に対してアライメントが可能となる。そして、上記までは片眼のみの測定であったが、同装置を 2 台用いる形で両眼同時に測定を行うこともできる。片眼測定であっても両眼開いていなければならず片眼測定後しばらくはもう片眼の測定を行うことができなかったが、この場合、両眼共確実に測定できるという利点がある。

【0044】

4. ゼルニケ解析と RMS

つぎに、ゼルニケ解析について説明する。一般に知られているゼルニケ多項式からゼルニケ係数 $c_i Z_i^{2j-i}$ を算出する方法について説明する。ゼルニケ係数 $c_i Z_i^{2j-i}$ は、例えば、ハルトマン板 22 を介して第 1 受光部 21 で得られた光束の傾き角に基づいて被検眼 100 の光学特性を把握するための重要なパラメータである。

被検眼 100 の波面収差 $W(X, Y)$ は、ゼルニケ係数 $c_i Z_i^{2j-i}$ 、ゼルニケ多項式 Z_i^{2j-i} を用いて次式で表される。

【0045】

【数 2】

$$W(X, Y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^i c_i^{2j-i} Z_i^{2j-i}(X, Y)$$

ただし、 (X, Y) はハルトマン板 22 の縦横の座標である。

【0046】

また、波面収差 $W(X, Y)$ は、第 1 受光部 21 の縦横の座標を (x, y) 、ハルトマン板 22 と第 1 受光部 21 の距離を f 、第 1 受光部 21 で受光される点像の移動距離を $(\Delta x, \Delta y)$ とすると、次式の関係が成り立つ。

【0047】

【数 3】

$$\frac{\partial W(X, Y)}{\partial X} = \frac{\Delta x}{f},$$

$$\frac{\partial W(X, Y)}{\partial Y} = \frac{\Delta y}{f}$$

【0048】

ここで、ゼルニケ多項式 Z_i^{2j-i} は、以下の数式 4 及び数式 5 で表される。具体的には、図 11 に、 (r, t) 座標のゼルニケ多項式の図、及び、図 12 に、 (x, y) 座標のゼルニケ多項式の図をそれぞれ示す。

【0 0 4 9】

【数 4】

$$Z_n^m = R_n^m(r) \left\{ \frac{\sin}{\cos} \right\} \{m\theta\}$$

$$m > 0 \quad \sin$$

$$m \leq 0 \quad \cos$$

【0 0 5 0】

【数 5】

$$R_n^m(r) = \sum_{S=0}^{(n-m)/2} (-1)^S \frac{(n-S)!}{S! \left\{ \frac{1}{2}(n-m) - S \right\}! \left\{ \frac{1}{2}(n+m) - S \right\}!} r^m$$

【0 0 5 1】

なお、ゼルニケ係数 c_{j-i}^2 は、以下の数式 6 で表される自乗誤差を最小にすることにより具体的な値を得ることができる。

【0 0 5 2】

【数 6】

$$S(x) = \sum_{i=1}^{data\ number} \left[\left\{ \frac{\partial W(X_i, Y_i)}{\partial X} - \frac{\Delta x_i}{f} \right\}^2 + \left\{ \frac{\partial W(X_i, Y_i)}{\partial Y} - \frac{\Delta y_i}{f} \right\}^2 \right]$$

【0 0 5 3】

ただし、 $W(X, Y)$: 波面収差、 (X, Y) : ハルトマン板座標、 $(\Delta x, \Delta y)$: 第 1 受光部 2 1 で受光される点像の移動距離、 f : ハルトマン板 2 2 と第 1 受光部 2 1 との距離。

【0 0 5 4】

演算部 600 は、ゼルニケ係数 c_i^{2j-i} を算出し、これを用いて球面収差、コマ収差、非点収差等の眼光学特性を求める。また、演算部 600 は、ゼルニケ係数 c_i^{2j-i} を用いて次式により収差量 RMS_i^{2j-i} を算出する。

【0055】

【数 7】

$$RMS_i^{2j-i} = \sqrt{\frac{\epsilon_i^{2j-i}}{2(i+1)}} c_i^{2j-i}$$

$$(\epsilon_i^{2j-i} = 2 \ (2j=i), \ \epsilon_i^{2j-i} = 1 \ (2j \neq i))$$

【0056】

5. 高次の収差を用いたブレイクアップ状態の解析

本実施の形態の眼科装置は、5 次以上の高次の収差を用いてブレイクアップ状態を解析することができる。

このように 5 次以上の高次の収差を用いる場合、第 1 変換部材 22 は、被検眼網膜から反射して戻ってくる反射光束の一部を、該反射光束を少なくとも実質的に 21 本のビームに変換する短焦点又は高密度のレンズ部を有するものを用いる。また、波面測定部 601 は、被検眼が瞬きした後の開始時点と、その後の所定期間、複数回の第 1 受光部 21 の受光信号から少なくとも 5 次以上の高次収差を含む被検眼の収差成分を求める。判定部 602 は、波面測定部 601 の測定結果から 5 次以上の高次収差の時間的变化を比較することにより、ドライアイの状態を判断する。

ブレイクアップ状態解析処理は、上述の各フローチャート及びその説明箇所て説明したものと同様である。ただし、5 次以上の高次の収差を用いることを設定する処理を適宜のタイミングで実行する。例えば、図 3 のステップ S103 で、入力部 650 又はメモリ 800 に予め定められた設定により、この処理を実行することができる。さらに、前述のブレイクアップの測定例と所定の高次の収差を用いたブレイクアップ測定例の複数を実行して、表示部 700 に表示することもできる。

図14は、ブレイクアップの測定例を示す図である。

図14 (A) は、3次及び4次の収差を用いた測定例を示し、図14 (B) は、5次及び6次の収差を用いた測定例を示す。図示のように、波面収差の時間的变化が、4次以下の収差よりも、5次以上の高次収差に顕著に影響される場合がある。このような場合、高次の収差を用いると、ブレイクアップ（分割点）を一層明瞭に求めることができる。

【0057】

【発明の効果】

本発明によると、以上のように、基本原理として、涙液層がドライアップすると波面収差が大きくなることを利用することにより、ドライアイの臨床に有効に用いることができる眼科測定装置を提供することができる。さらに、本発明によると、瞬きをカウントすることで目の疲労を考慮することができる眼科測定装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

眼科装置の光学系の構成図。

【図2】

眼科装置の電気系の構成図。

【図3】

ドライアイの測定フローチャート。

【図4】

ブレイクアップ（分割点）を求めるための説明図。

【図5】

ブレイクアップを求めるための解析フローチャート。

【図6】

ブレイクアップを求めるための他の解析フローチャート。

【図7】

瞬きの判定フローチャート。

【図8】

瞬きしていないときのヒストグラムについての説明図。

【図 9】

瞬き中のヒストグラムについての説明図。

【図 10】

ブレークアップの測定例。

【図 11】

(r , t) 座標のゼルニケ多項式の図。

【図 12】

(x , y) 座標のゼルニケ多項式の図。

【図 13】

両眼同時測定のための眼科システム構成図。

【図 14】

ブレークアップの測定例を示す図。

【符号の説明】

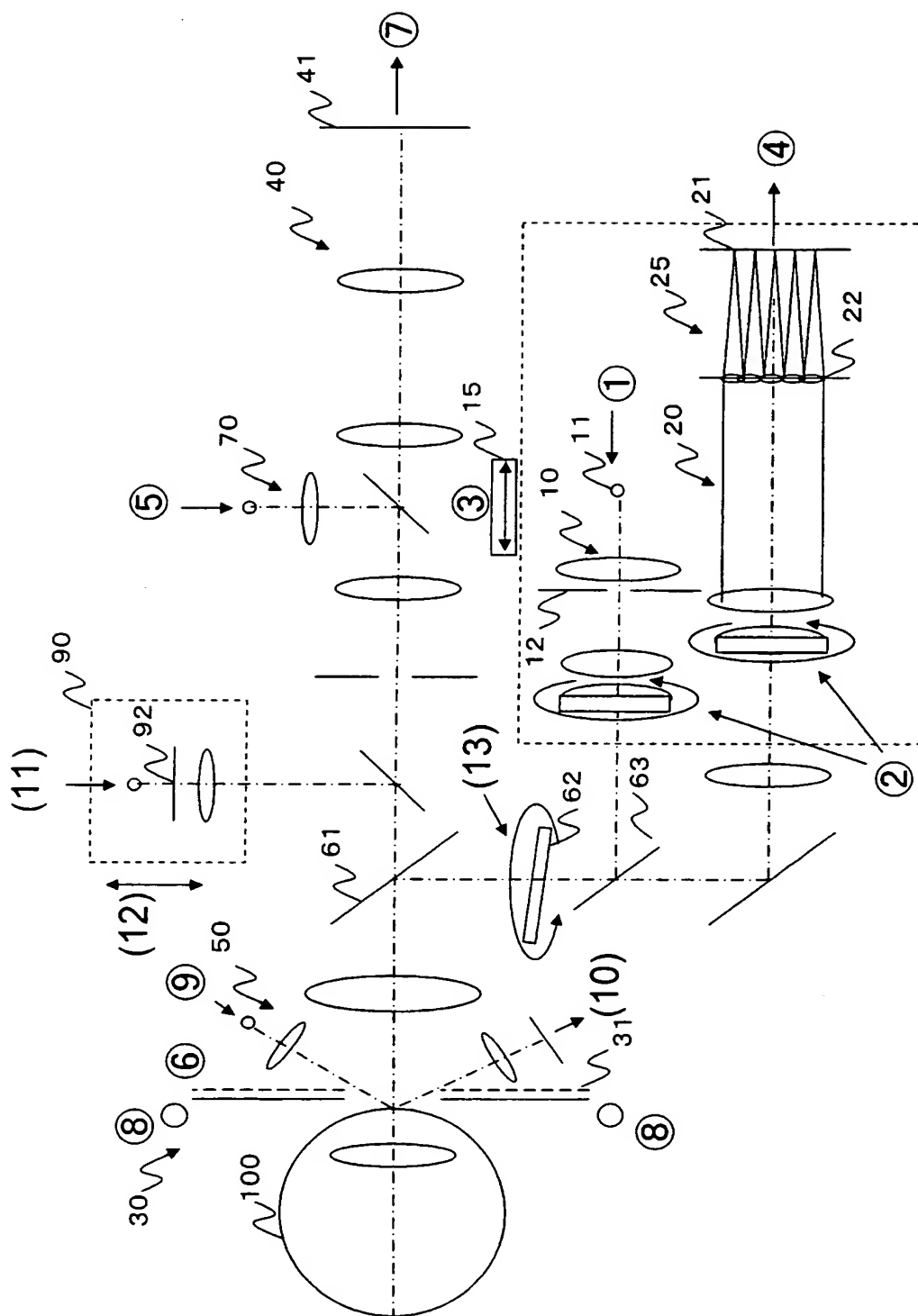
- 10 第1照明光学系
- 11 第1光源部
- 20 第1受光光学系
- 21 第1受光部
- 30 前眼部観察部
- 40 前眼部照明部
- 50 第1調整光学部
- 70 第2調整光学部
- 90 視標光学部
- 600 演算部
- 601 波面測定部
- 602 判定部
- 610 制御部
- 650 入力部
- 700 表示部

8 0 0 メモリ

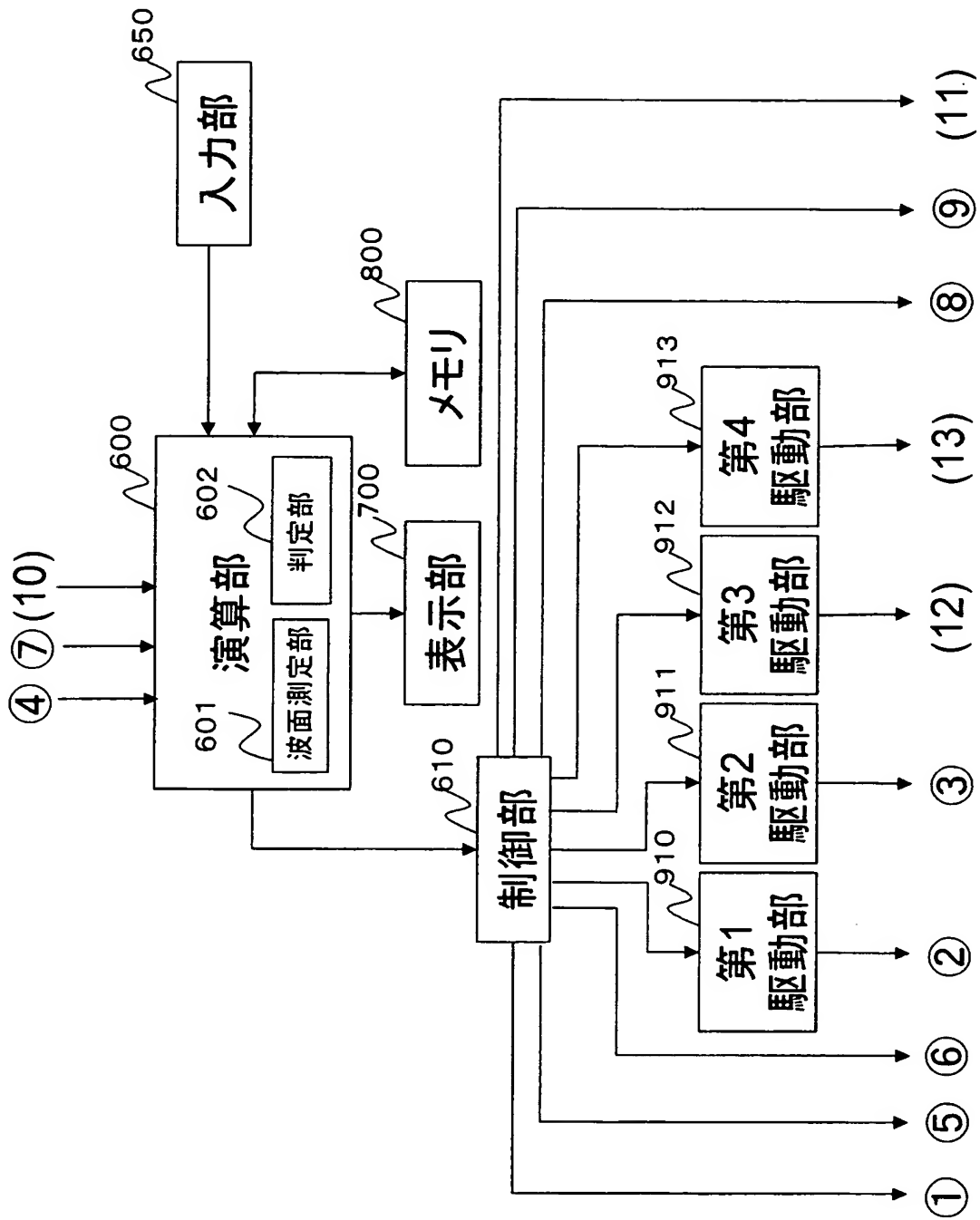
【書類名】

図面

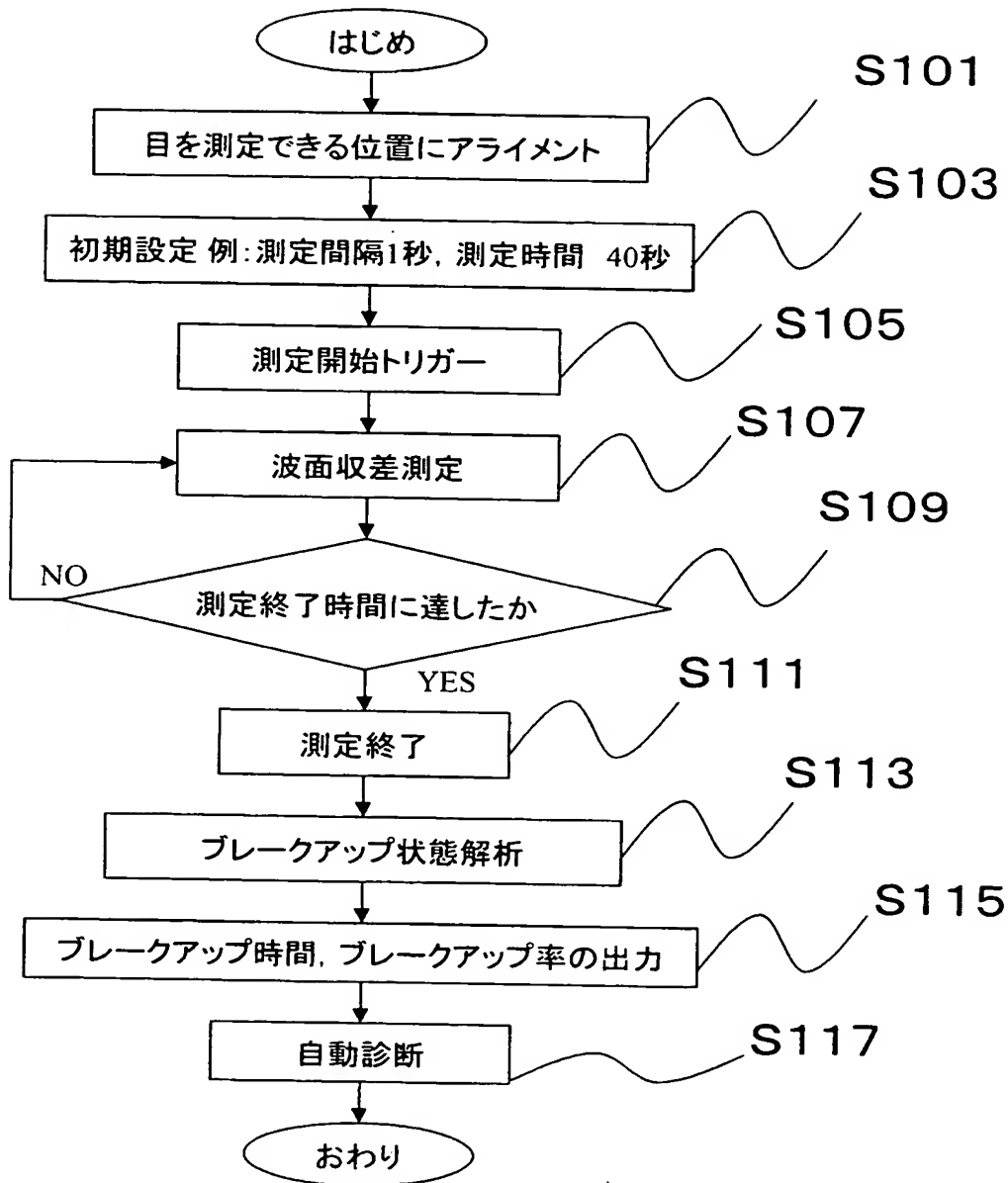
【図 1】



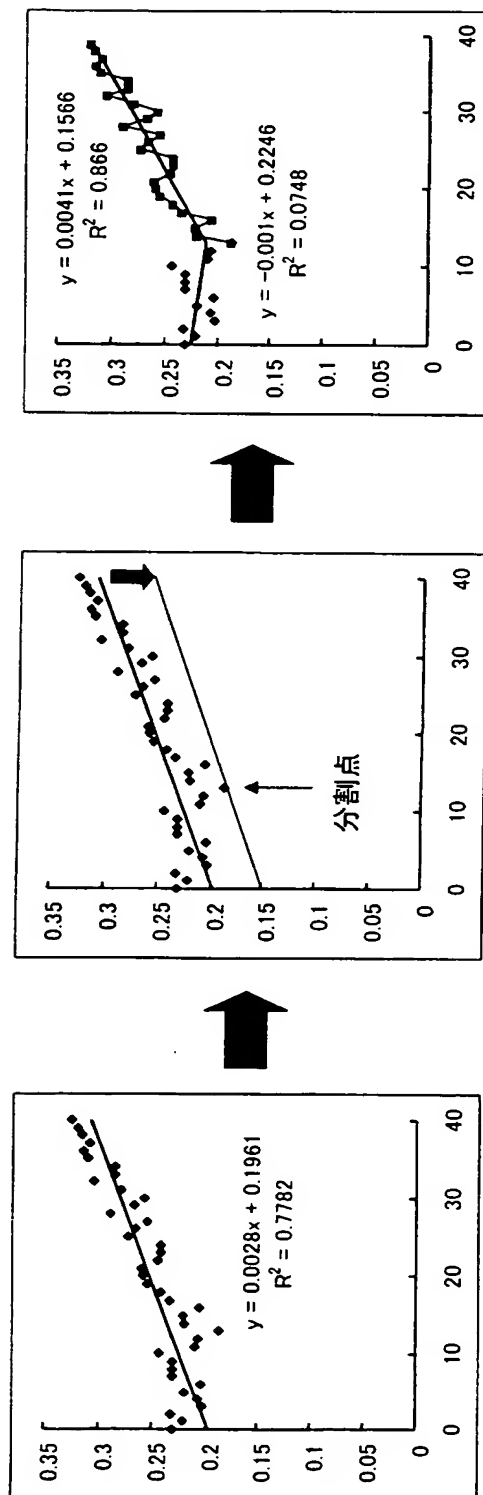
【図 2】



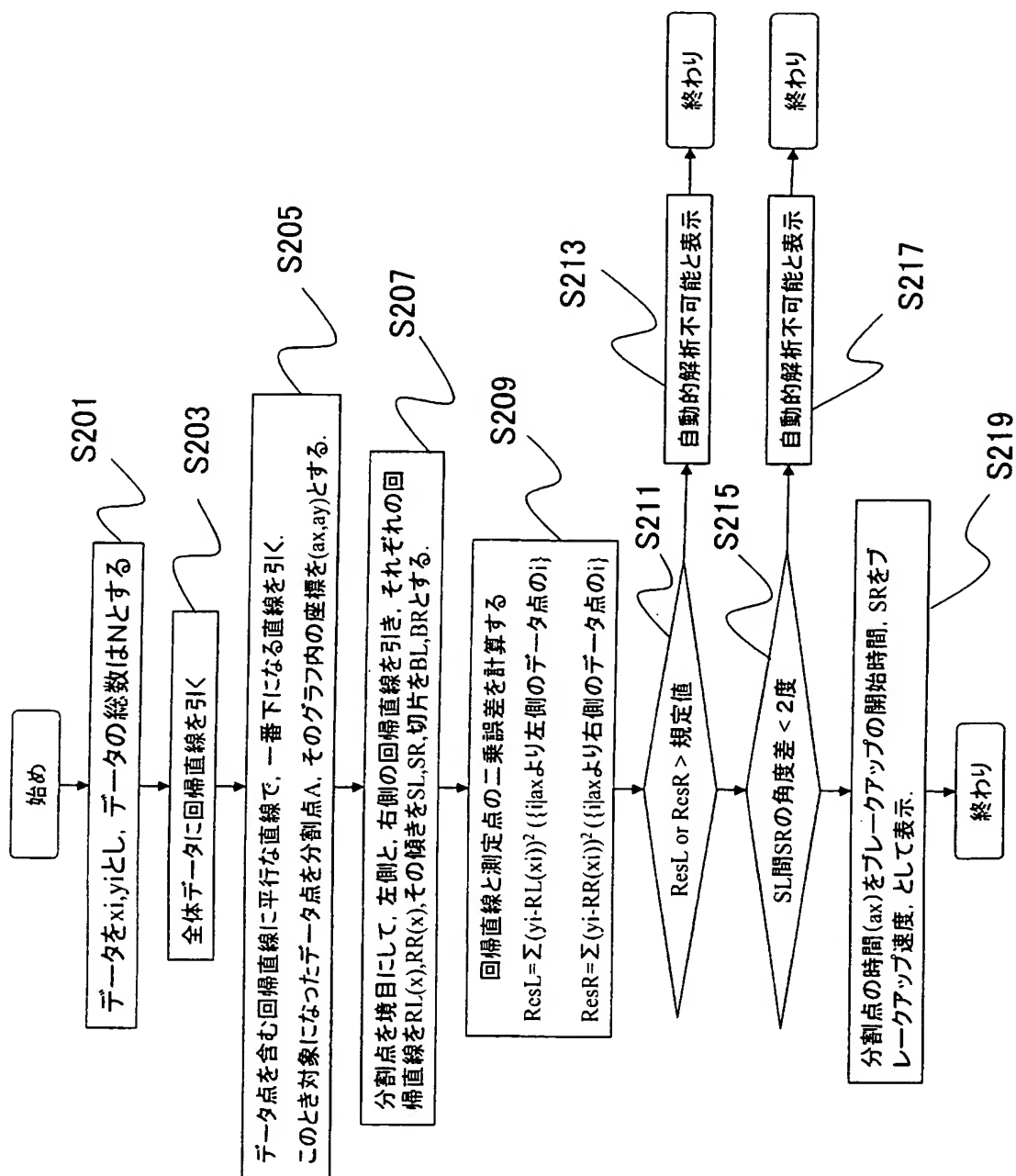
【図 3】



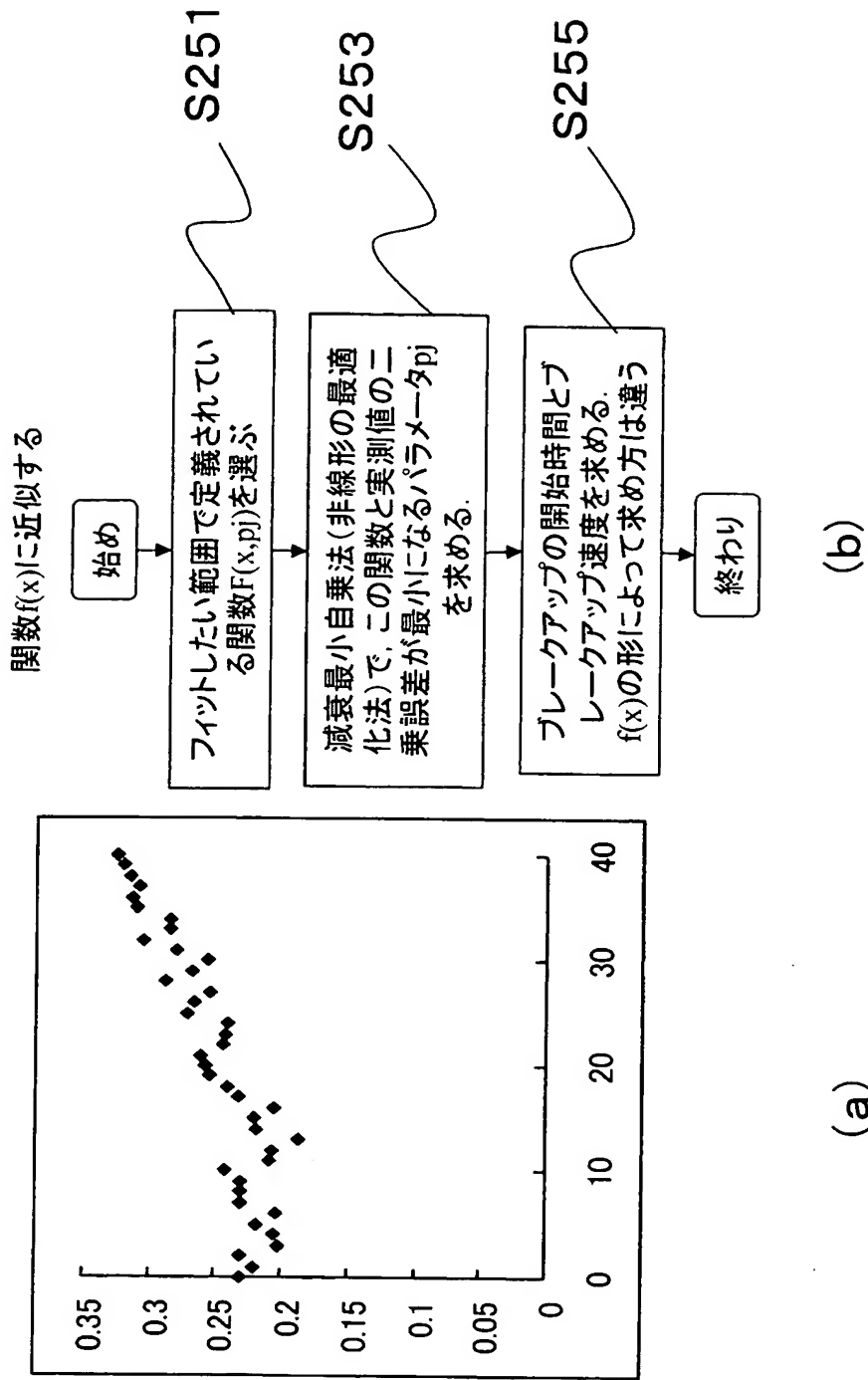
【図 4】



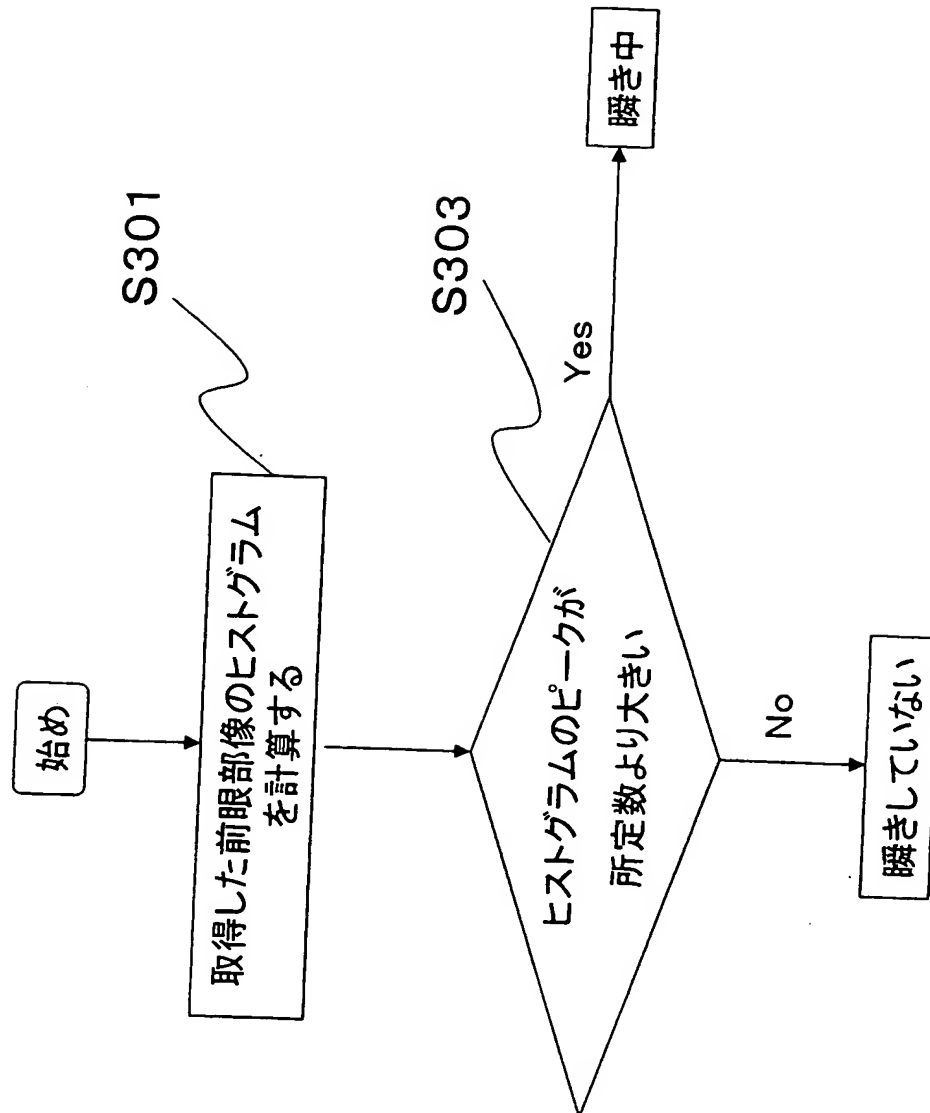
【図 5】



【図 6】



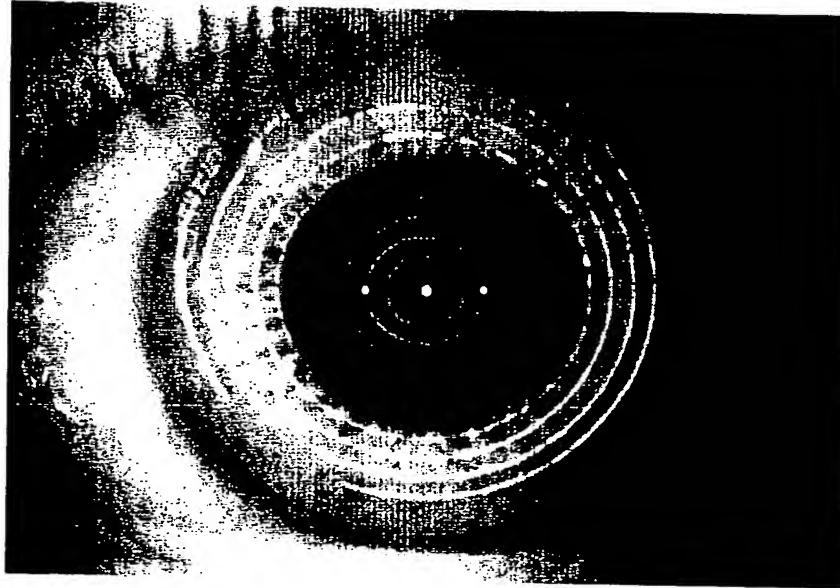
【図 7】



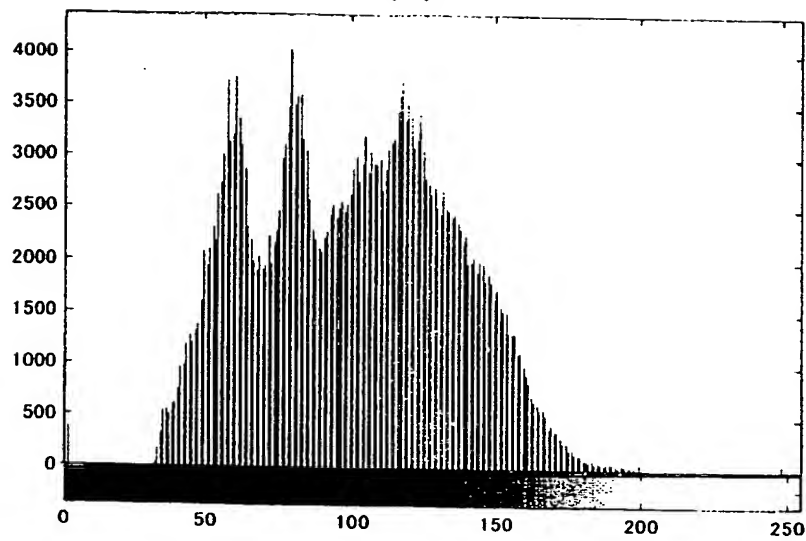
【図 8】

BEST AVAILABLE COPY

(a)

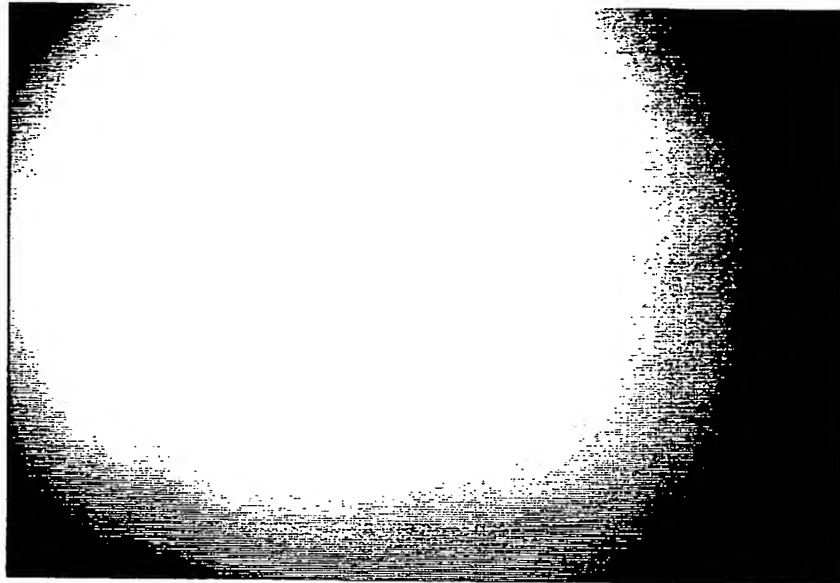


(b)

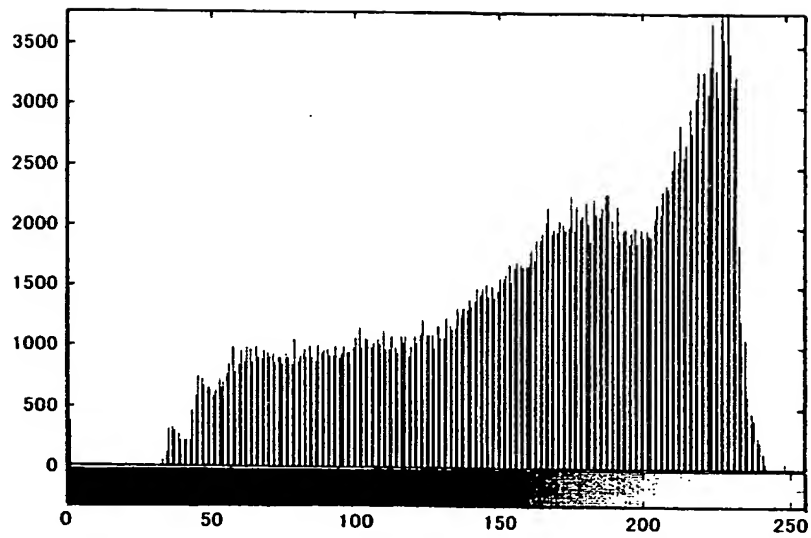


【図 9】 BEST AVAILABLE COPY

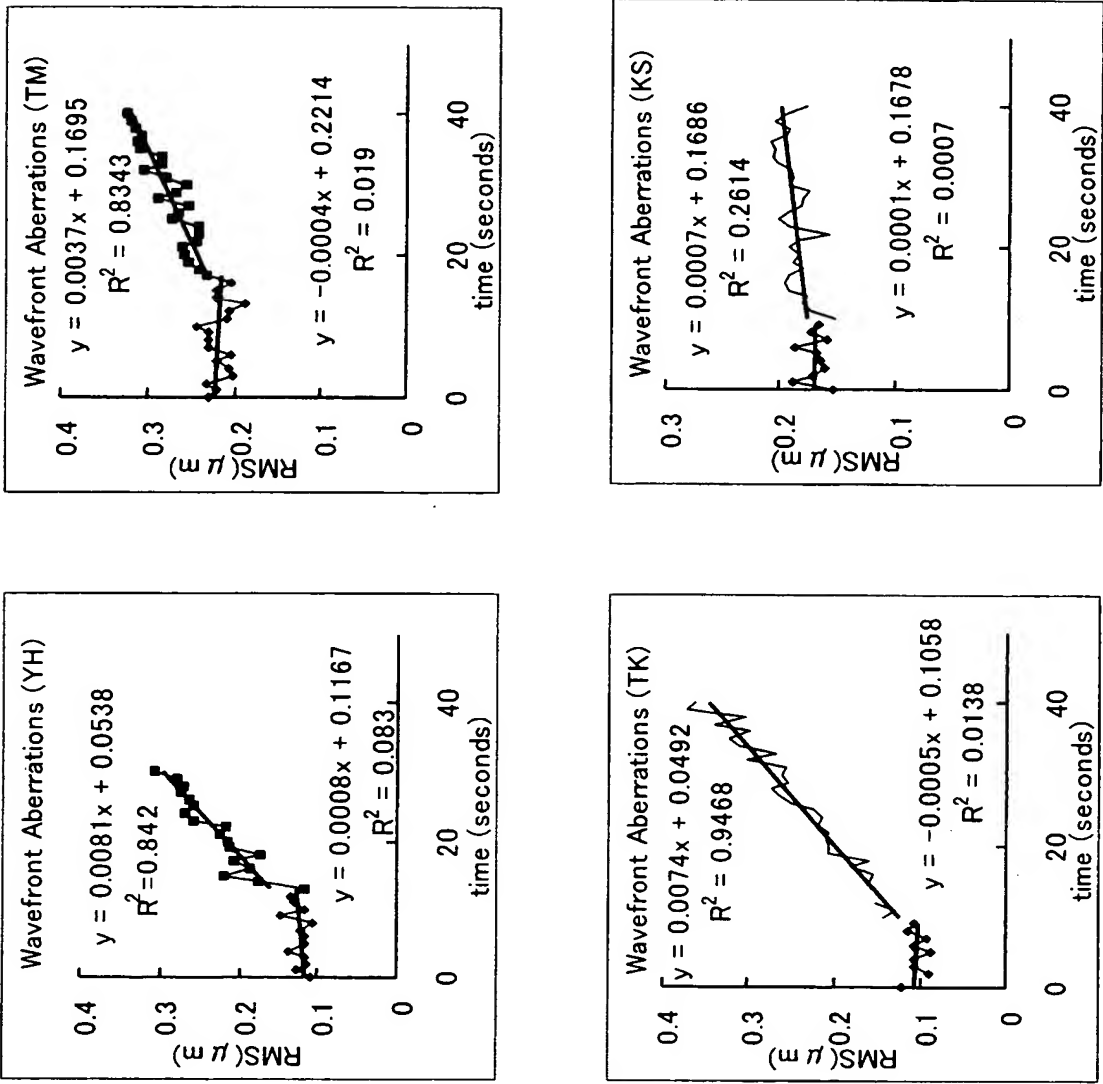
(a)



(b)



【図 10】



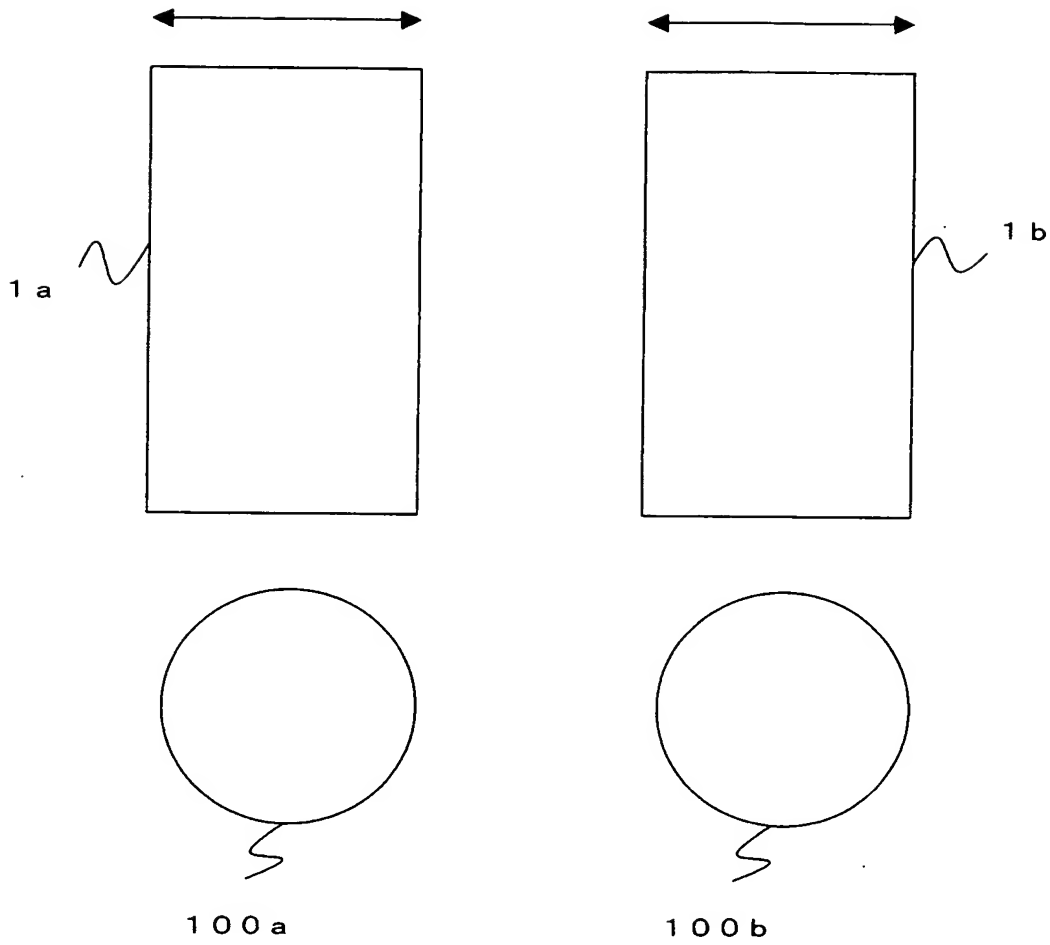
【図 11】

$i \ 2j - i$		
0	0	1
1	-1	$r \sin(t)$
1	1	$\cos(t) r$
2	-2	$r^2 \sin(2t)$
2	0	$2r^2 - 1$
2	2	$r^2 \cos(2t)$
3	-3	$r^3 \sin(3t)$
3	-1	$(3r^3 - 2r) \sin(t)$
3	1	$(3r^3 - 2r) \cos(t)$
3	3	$r^3 \cos(3t)$
4	-4	$r^4 \sin(4t)$
4	-2	$(4r^4 - 3r^2) \sin(2t)$
4	0	$6r^4 - 6r^2 + 1$
4	2	$(4r^4 - 3r^2) \cos(2t)$
4	4	$r^4 \cos(4t)$
5	-5	$r^5 \sin(5t)$
5	-3	$(5r^5 - 4r^3) \sin(3t)$
5	-1	$(10r^5 - 12r^3 + 3r) \sin(t)$
5	1	$(10r^5 - 12r^3 + 3r) \cos(t)$
5	3	$(5r^5 - 4r^3) \cos(3t)$
5	5	$r^5 \cos(5t)$
6	-6	$r^6 \sin(6t)$
6	-4	$(6r^6 - 5r^4) \sin(4t)$
6	-2	$(15r^6 - 20r^4 + 6r^2) \sin(2t)$
6	0	$20r^6 - 30r^4 + 12r^2 - 1$
6	2	$(15r^6 - 20r^4 + 6r^2) \cos(2t)$
6	4	$(6r^6 - 5r^4) \cos(4t)$
6	6	$r^6 \cos(6t)$

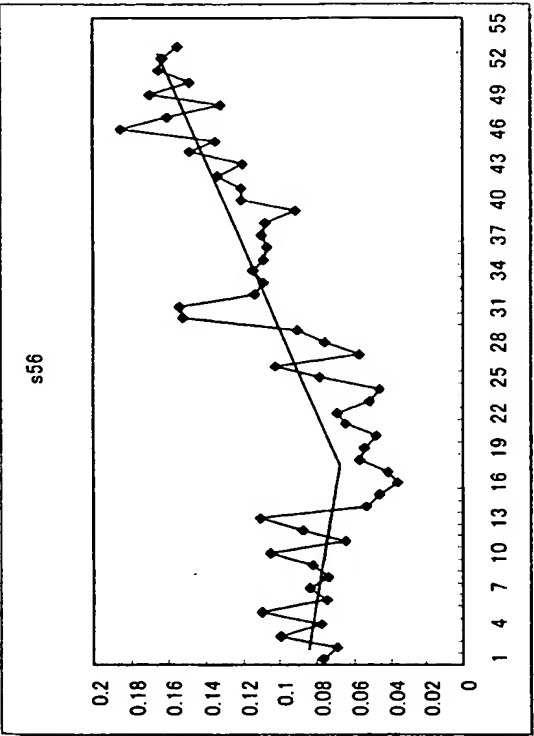
【図 12】

$i \ 2j-i$	
0 0	1
1 -1	y
1 1	x
2 -2	$2yx$
2 0	$2x^2 + 2y^2 - 1$
2 2	$x^2 - y^2$
3 -3	$3yx^2 - y^3$
3 -1	$3yx^2 + 3y^3 - 2y$
3 1	$3x^3 + 3xy^2 - 2x$
3 3	$x^3 - 3xy^2$
4 -4	$4yx^3 - 4y^3x$
4 -2	$8yx^3 + 8y^3x - 6yx$
4 0	$6x^4 + 12x^2y^2 + 6y^4 - 6x^2 - 6y^2 + 1$
4 2	$4x^4 - 4y^4 - 3x^2 + 3y^2$
4 4	$x^4 - 6x^2y^2 + y^4$
5 -5	$5yx^4 - 10y^3x^2 + y^5$
5 -3	$15yx^4 + 10y^3x^2 - 5y^5 - 12yx^2 + 4y^3$
5 -1	$10yx^4 + 20y^3x^2 + 10y^5 - 12yx^2 - 12y^3 + 3y$
5 1	$10x^5 + 20x^3y^2 + 10xy^4 - 12x^3 - 12xy^2 + 3x$
5 3	$5x^5 - 10x^3y^2 - 15xy^4 - 4x^3 + 12xy^2$
5 5	$x^5 - 10x^3y^2 + 5xy^4$
6 -6	$6yx^5 - 20y^3x^3 + 6y^5x$
6 -4	$24yx^5 - 24y^5x - 20yx^3 + 20y^3x$
6 -2	$30yx^5 + 60y^3x^3 + 30y^5x - 40yx^3 - 40y^3x + 12yx$
6 0	$20x^6 + 60x^4y^2 + 60x^2y^4 + 20y^6 - 30x^4 - 60x^2y^2 - 30y^4 + 12x^2 + 12y^2 - 1$
6 2	$15x^6 + 15x^4y^2 - 15x^2y^4 - 15y^6 - 20x^4 + 20y^4 + 6x^2 - 6y^2$
6 4	$6x^6 - 30x^4y^2 - 30x^2y^4 + 6y^6 - 5x^4 + 30x^2y^2 - 5y^4$
6 6	$x^6 - 15x^4y^2 + 15x^2y^4 - y^6$

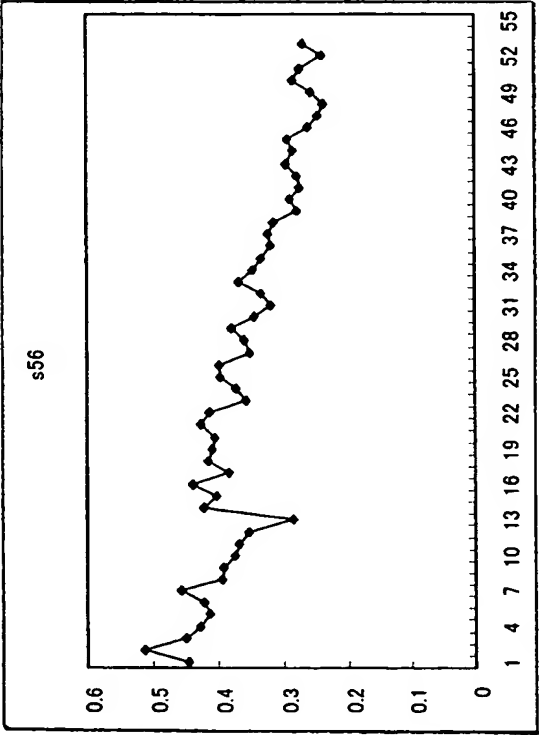
【図 13】



【図 14】



5次と6次の収差
(B)



3次と4次の収差
(A)

【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 基本原理として、涙液層がドライアップすると波面収差が大きくなることを利用することにより、ドライアイの臨床に有効に用いることができる眼科測定装置を提供する。

【解決手段】 測定が開始されると眼科測定装置をアライメントする（S101）。演算部は、波面測定部により装置の測定間隔、測定時間等の初期設定を行う（S103）。入力部又は演算部により、測定開始のためトリガーがなされ（S105）、演算部は、波面測定部により測定終了時間に達するまで波面収差の測定を繰り返す（S107、S109）。測定終了時間に達すると（S111）、判定部は、ドライアイの状態を判断するためのひとつの指標であるブレイクアップ状態を解析する（S113）。判定部は、ブレイクアップに関する値を求め出力し（S115）、また、その値に基づきドライアイに関しての自動診断を行う（S117）。

【選択図】 図3

特願 2 0 0 3 - 1 1 7 7 3 0

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [0 0 0 2 2 0 3 4 3]

1. 変更年月日	1 9 9 0 年 8 月 8 日
[変更理由]	新規登録
住 所	東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号
氏 名	株式会社トプコン